

様々な状況における呼吸数計測手法の比較評価

椿健太郎¹ 寺田 努^{1,2} 塚本昌彦¹ 石川 朗³ 山本暁生³ 沖侑大郎³ 藤本由香里³ 岩田健太郎³
村上茂史³ 太田雅史⁴ 別所侑亮⁴

概要：胸郭運動は呼吸リハビリテーションにおける重要な観察項目であり、その挙動は呼吸状態や呼吸機能にかかわる情報を提供することが知られている。リハビリテーションの実施場面が医療施設内から在宅場面まで広がるなか、多くの機器が整備された空間でなくとも簡便かつ正確に胸郭運動を計測できる手法の開発が行われてきた。我々は先行研究で、身体各部の周径変化からユーザのコンテキストを取得するシステムを提案した。デバイスには導電布を用いていたが、本研究では高い柔軟性と伸縮性をもつ静電容量式のストレッチセンサに注目した。同センサはヒステリシス特性が小さく、再現性が高いという特徴をもつ。また、薄く柔軟性が高いため、取付け面が不規則であっても形状に沿って伸縮できる。本研究では、伸縮により静電容量を変化させるストレッチセンサから構成されるバンド型デバイスを用い、胸部と腹部の周径変化を測定し、様々な状況における呼吸数計測手法の評価を行う。提案システムの性能評価をするに当たり、市販の呼吸計測可能なウェアラブルデバイスの精度を調査することが必要であると考えた。よって提案するストレッチセンサに加え、市販の呼吸計測可能なウェアラブルデバイスを同時に装着し測定することで、提案システムと既存デバイスとの性能比較を行う。評価実験では、安静状態、2km/h、4km/h、6km/hでの歩行、計4種類の状況における呼吸数を計測し、平均99%の認識率を得た。

1. はじめに

2015年、我が国の65歳以上の高齢者人口は3,392万人、総人口に占める割合は26.7%にまで増加しており、福祉のますますの充実が求められている[1]。このような社会情勢を背景として、高齢者が日常生活で自らの健康管理を積極的に行うことを支援する医療・福祉工学技術の研究開発が盛んに行われている。それを後押しするように、近年コンピュータの小型化や軽量化が進んでおり、常時コンピュータを身に付けるウェアラブルコンピューティング環境が整ってきている。ウェアラブルコンピューティング環境では、装着している各種センサ（ウェアラブルセンサ）からユーザの行動や生体情報を取得できる。これまでに、加速度センサ[2][3]やジャイロセンサ[4]、温度センサ[5]、筋電センサ[6][7]、心電計[8]、マイク[9]、においセンサ[10]、フォトフレクタ[11]、GSR(Galvanic Skin Reex: 皮膚電気反射)[12]などの様々なセンサを用いてユーザの行動や生

体情報の取得が行われてきた。健康状態の把握や病気の発症の早期発見には、生命兆候(バイタルサイン)の日常的なモニタリングが有用であると考えられており、ウェアラブルセンサは常時装着可能という特徴から、日常的なモニタリングに適しているといえる[13]。生命兆候(バイタルサイン)とは人間の生命に関する最も基本的な情報のことで、心拍数、呼吸数、血圧、体温などが挙げられる。その中で、胸郭運動は呼吸リハビリテーションにおける重要な観察項目であり、その挙動は呼吸状態や呼吸機能にかかわる情報を提供することが知られている。リハビリテーションの実施場面が医療施設内から在宅場面まで広がるなか、多くの機器が整備された空間ではなくとも簡便かつ正確に胸郭運動を計測できる手法の開発が行われてきた。インダクタンス式プレチスモグラフィ(RIP)は、波状に加工されたワイヤを含むベルトを体幹に巻き付けて周囲径の変化を計測する胸郭運動計測機の一つである[14]。しかし、ベルト内のインダクタンス計測に精密な電子機器を利用することから機器が大きく高価であり、簡便に利用できない問題がある。

我々は先行研究で、身体各部の周径変化からユーザのコンテキストを取得するシステムを提案してきた[15]。この提案システムにおいては計測用デバイスとして導電布を用い周径変化を測定していた。導電布はセンシティブで小さ

¹ 神戸大学大学院工学研究科
Grad. School of Engineering, Kobe University
² 科学技術振興機構さきがけ
Japan Science and Technology Agency, PRESTO
³ 神戸大学大学院保健学研究科
Grad. School of Health Sciences, Kobe University
⁴ バンドー化学株式会社
Bando Chemical Industries, LTD.

な周径変化も測定できるが、ヒステリシス特性が大きく、再現性が高くないという問題があった。そこで本研究では、高い柔軟性と伸縮性をもつ静電容量式のストレッチセンサに注目した [16]。同センサはヒステリシス特性が小さく、再現性が高いという特徴をもつ [17]。また、薄く柔軟性が高いため、取付け面が不規則であっても形状に沿って伸縮できる。

本研究では、伸縮により静電容量を変化させるストレッチセンサから構成されるバンド型デバイスを用い、胸部と腹部の周径変化を測定し、様々な状況における呼吸数計測手法の評価を行う。提案するストレッチセンサに加え、市販の呼吸計測可能なウェアラブルデバイスを同時に装着し測定することで、提案システムと既存デバイスとの性能比較を行う。評価実験では、安静状態、2km/h、4km/h、6km/hでの歩行、計4種類の状況における呼吸数を、各デバイスで計測し評価する。

本論文は以下のように構成されている。2章で本研究に関連する研究について述べ、3章ではシステム設計について説明する。4章で評価実験を行い、最後に5章で本論文のまとめを述べる。

2. 関連研究

2.1 設置型の呼吸計

加藤らは、呼吸運動時の胸部と腹部の皮膚挙動特性について調査した [18]。このシステムでは、被験者の身体にマーカを装着し、赤外線カメラを8台用いることで、呼吸運動時の皮膚挙動特性は呼吸時の胸郭の生理的運動を反映させることがわかった。設置型の呼吸計測機器は主に、睡眠時無呼吸症候群 (Sleep Apnea Syndrome) や乳幼児突然死症候群 (Sudden Infant Death Syndrome) といった睡眠障害のモニタリングを目的としているものが多い。中井らは、動画処理による呼吸モニタリングシステムを提案している [19]。このシステムは被験者の就寝時の映像を動画処理することで、無拘束に計測できるとともに、就寝状態を自動判定できるシステムとなっている。山らは、容量型シートセンサを用いた呼吸情報の簡易的無拘束計測を提案している [20]。これは、市販の導電性布をマットレス上に電極として貼り付け、静電容量の変化から被験者の狭帯域心電図と呼吸性変動を同時に計測できるシステムとなっている。青木らは、近赤外輝点マトリックス照影による非接触・無拘束修新車呼吸監視システムを提案している [21]。このシステムは、ベッドの上部にFG輝点投影器およびCCDカメラを設置し、輝点をカメラで追跡することで被験者の体動を計測できるシステムである。これにより、呼吸によるわずかな寝具の変動を正しく捉えることができ、就寝者の種民の実態が把握できる。

これらの研究は、非接触・非拘束に計測できるため、ユーザへの負担が小さいといった特徴がある。しかし設置型の

呼吸計測機器は、大掛かりな装置を必要とし簡便に計測ができない。また、計測可能な範囲が限られているので、日常生活での利用には不向きである。

本研究では、常時装着可能な呼吸計測機器を提案し、日常生活での利用に適したシステムを提案する。

2.2 装着型の呼吸計

装着型の呼吸計測機器は、被験者の身体にセンサを装着するため設置型に比べ計測の負担は大きい。常時計測可能で高精度に計測ができる特徴がある。玉木らは、コイルを挿入したエラストックバンドを胸部と腹部に巻き、胸部・腹部の拡張および縮小に伴う電気抵抗の差によって求められるインダクタンス法にて、呼吸による換気量を計測できるシステムを提案した [22]。しかしバンド内のインダクタンス計測に精密な電子機器を使用することから機器が大きく高価であり、簡便に利用できないという特徴がある。小室らは、胸部と腹部に水銀ストレインゲージを装着し、周径の変化から呼吸数と換気量の関係性について調査した [23]。水銀ストレインゲージを用いることで運動中の呼吸を計測できるが、水銀は人体に有毒な金属であり取り扱いが難しいという問題がある。野添らは、体幹前屈姿勢が肺気量位と呼吸運動に与える影響を調査した [24]。このシステムでは、呼気ガス分析器により肺気量位を計測している。FLOWセンサを用いることは呼吸を計測する際、最も正確に呼吸を認識することができるが、ユーザの行動を大きく制限するため、日常生活での使用に適さない。

本研究では、任意の形状変化が可能なストレッチセンサを用いることで、ユーザの行動を制限しない常時装着可能な呼吸計測システムを提案する。

3. システム構成

本研究では、身体にストレッチセンサで構成されたバンド型デバイスを装着し、胸部と腹部の周径変化から呼吸数を測定するシステムの構成を目指す。システム構成を図1に示す。ストレッチセンサの伸縮は制御ボックスで電圧値に変換され出力される。呼吸数の正解データとしてフェイスマスクへ接続したスパイロメーターによりFLOWのアナログ波形を取得する。ストレッチセンサとFLOWセンサの出力はデータ収録機で記録し、PCへ送信する。制御ボックスの電源は、データ収録機から供給している。

3.1 ストレッチセンサで構成されたバンド型デバイス

バンド型デバイスの外観を図2に示す。バンド型デバイスには2つのストレッチセンサ (Bando Chemical Industries, Ltd, C-STRETCH®) で構成されており、伸縮を静電容量の変化として出力できる。ストレッチセンサは、カーボンナノチューブ溶液の塗布によって生成した電極を備えたウレタンエラストマーを材料とする柔軟な膜であるた

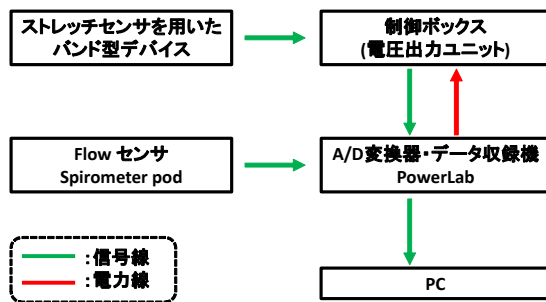


図 1 システム構成

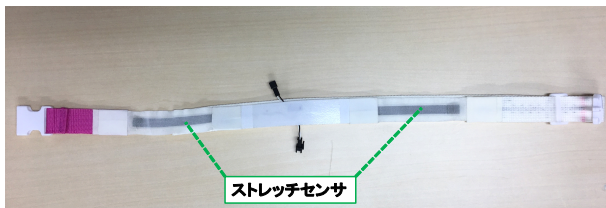


図 2 ストレッチセンサの外観

め、任意の形状変化が可能であり、100%の伸び歪みを繰り返し生じさせても、機械的な破壊、電気的な特性の変化が生じないことが確認されている [17]。バンド型デバイスは胸部と腹部に装着され、上半身の左右の側面部にストレッチセンサが配置される構成となる。ストレッチセンサ以外の部分は伸縮性のないベルトで構成されており、ベルト部分の長さを調節することで、ユーザーごとに長さの調整が可能である。

3.2 呼吸数認識手法

本研究では呼吸数を認識するために、ストレッチセンサから得られる電圧値の変化を利用する。なおレンジは0～5[V]としセンサデータを扱う。ストレッチセンサの出力は、伸びているときに大きくなり、縮んでいるときに小さくなる特性がある。呼吸判定アルゴリズムの流れを図3に示す。まず、得られたセンサデータから呼気・吸気を認識するために、現在値と前回値の2点間の差分を求める。現在の状態が吸気である場合、差分値がマイナスに反転するまで吸気の状態と判定する。差分値の符号がマイナスに反転すると、そこから一定区間(時定数)内に、反転した点より大きなセンサ値があるかを確認する。一定区間内に反転した時点のセンサデータより大きな値があれば、状態を吸気のままとし、再び差分値の符号が反転するまで状態を維持する。もし、一定区間内に前回値より大きな値がない場合、状態を吸気から呼気に変更する。状態が呼気の場合も基本的に同様の操作を行う。

呼気と吸気の切り替えに用いる時定数は、過去 n 回分の呼吸周期の平均から半周期を算出し、それを時定数として設定する ($n=3$)。時定数の更新は、呼気と吸気の状態が反転する度に行う。また、時定数の初期値は1.0[s]とし、上限1.3[s]、下限0.7[s]と設定する。

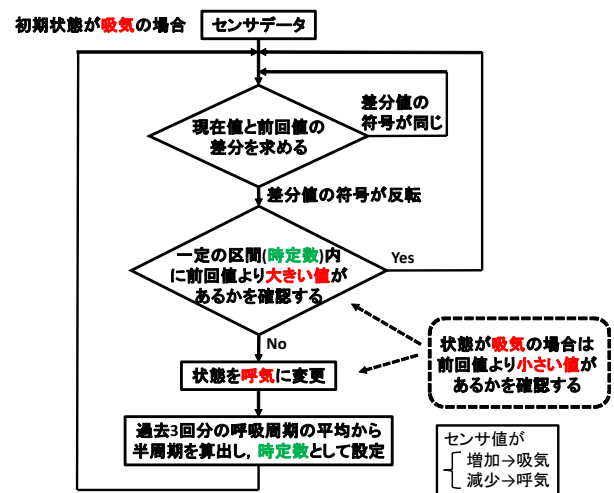


図 3 呼吸判定アルゴリズムの流れ

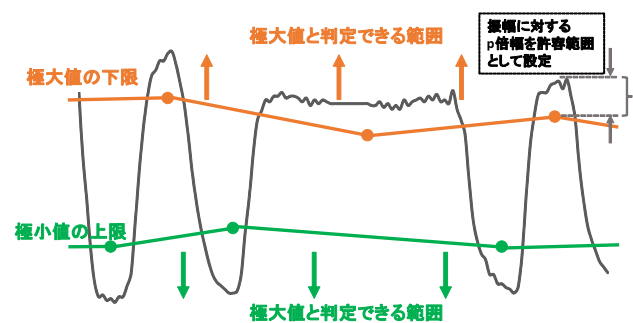


図 4 極値の取り得る条件

一定の周期で呼吸を繰り返している場合は上記の操作で呼吸数の判別が可能だが、一時的な無呼吸状態など、呼吸をしていない状態も容易に起こり得ると予想される。呼吸をしていない時間にミスカウントが起こらないように、図4に示すように極大値と極小値が取り得る範囲を指定する。フローとしては、差分値と時定数から極値を仮判定し、極値が判定可能な値であれば正判定とし、極値が範囲外の値であれば誤判定として棄却する。極値が取り得る範囲は時定数同様に、過去 n 回分のセンサデータの振幅の p 倍幅で判定可能な範囲を更新していく ($n=3, p=0.4$)。

得られたセンサデータに上記のような手法を適用することで、様々な状況における呼吸数を算出していく。

4. 評価実験

本章では、ストレッチセンサで構成されたバンド型呼吸計測デバイスを身体に装着し、様々な状況における呼吸数が正しく認識できるかを確認するために評価実験を行う。実験では、市販の呼吸計測可能なウェアラブルデバイスも同時に装着することで、それらと提案システムの性能を比較し評価することを目的とする。

4.1 実験内容

提案システムと比較するための、呼吸計として販売され

表 1 市販の呼吸計測可能なウェアラブルデバイス

名称	装着箇所	特徴
(1)HEXOSKIN	上半身	伸縮センサが内蔵
(2)37 Degree Bracelet	手首	活動量計
(3)Jawbone UP3	手首	バイオインプीडダンスセンサ
(4)Spire	腰部	加速度センサで認識



図 5 市販の呼吸計測可能なウェアラブルデバイス

ている市販のウェアラブルデバイスを表 1 と、図 5 に示す。HEXOSKIN はタンクトップの中にストレッチセンサや加速度センサなどが内蔵されている衣服型のデバイスである。37 Degree Bracelet と Jawbone UP3 は腕時計型のデバイスであり、加速度センサやバイオインプीडダンスセンサを搭載している。Spire はベルトや腰にクリップで固定するデバイスで加速度センサで呼吸の認識を行う。

実験では、提案するバンド型デバイスと上記の市販のウェアラブルデバイスを同時に装着して実験を行った。デバイス装着図を図 6 に示す。バンド型デバイスは胸部と腹部にそれぞれ装着し、胸部の装着箇所は第 4 肋骨付近、腹部の装着箇所は第 10 肋骨付近とした。バンド型デバイスにはそれぞれ 2 枚ずつストレッチセンサが内蔵されており、装着箇所の側部の伸縮を測定する。測定した左右のセンサデータは合算され、それらの合計値を胸部と腹部のセンサデータとして呼吸数の算出を行う。

呼吸数の正解データは、酒井医療の Aeromonitor AE-310 s という FLOW センサを用いて取得した。ストレッチセンサの出力と FLOW センサのデータは、ADInstruments 社の Power Lab 16/35 で取得した。なお、サンプリング周波数は 100[Hz] としている。市販のウェアラブルデバイスは専用の iOS アプリケーション上でデータの取得を行った。

実験は、安静状態と 2km/h, 4km/h, 6km/h での歩行、計 4 状態とし、それぞれ 1 分間 1 試行ずつ行った。歩行速度は GE ヘルスケアジャパンのマーケット CASE シリーズ運動負荷モニタリングシステム T2100 というトレッドミル歩行機で制御した。被験者は 20 代の男性 4 名 (年齢: $M = 23.5, SD = 0.58$, BMI: $M = 18.0, SD = 1.81$) となっている。

得られた 1 分間のセンサデータから呼吸数を算出し、以下の式を用いて認識率を求める。なお、FLOW センサから得た呼吸数を F 、ストレッチセンサや市販のウェアラブルデバイスから得られた呼吸数を X とする。

$$Accuracy = 1 - \frac{|F - X|}{F} \quad (1)$$

4.2 結果と考察

歩行試験において、加速度センサで呼吸数を計測する Spire は、呼吸の加速度より歩行の加速度の方が大きいため、呼吸数を測定することができなかった。また Jawbone UP3 はバイオインプीडダンスセンサで呼吸を測定するが、睡眠状態の解析にのみ使用されており、呼吸数や呼吸状態

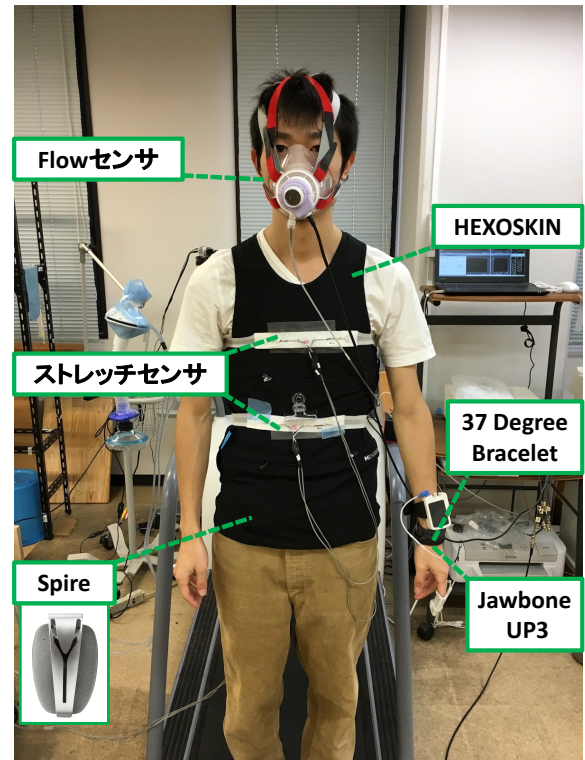


図 6 デバイス装着図

の取得はできなかった。よって、提案システムと残りの市販のウェアラブルデバイスから得られた実験結果を表 2~5 に、4 人の被験者の結果より得られた認識率の平均値を表 6 に示す。また、式 (1) より算出された認識率を図 7~11 に示す。表 6 からわかるように、胸部に装着したストレッチセンサの認識率は平均 99%、腹部に装着したストレッチセンサも平均 99%となった。市販のウェアラブルデバイスである HEXOSKIN の認識率は平均 83%、37 Degree Bracelet の認識率は平均 71%となり、提案システムが市販のデバイスに比べ、より高い精度で呼吸を認識できることがわかった。被験者ごとに見ても、市販のデバイスに対してストレッチセンサが胸部・腹部共に高い認識率を得た。歩行速度を増加させるほど、呼吸数の認識率が減少することがわかった。これは呼吸の周径変化に加え、歩行による身体の周径変化がノイズとして波形に現れたからと考える。また、胸部と腹部については被験者ごとに優位な装着箇所は異なったが、どちらも同程度の認識率を得た。

提案したストレッチセンサが優位になった原因として、アルゴリズムと装着の自由度が影響していると考えられる。

表 2 被験者 A のそれぞれの状況における 1 分間の呼吸数

	AirFlow	胸部	腹部	HEXOSKIN	37 Degree
安静状態	24	24	25	24	12
2km/h	32	32	32	28	12
4km/h	34	33	34	34	25
6km/h	33	29	32	46	27

表 3 被験者 B のそれぞれの状況における 1 分間の呼吸数

	AirFlow	胸部	腹部	HEXOSKIN	37 Degree
安静状態	19	18	18	17	12
2km/h	22	21	22	32	20
4km/h	23	23	23	34	25
6km/h	32	32	28	40	14

表 4 被験者 C のそれぞれの状況における 1 分間の呼吸数

	AirFlow	胸部	腹部	HEXOSKIN	37 Degree
安静状態	20	20	20	6	20
2km/h	29	28	28	29	20
4km/h	30	30	30	29	12
6km/h	32	32	31	31	12

表 5 被験者 D のそれぞれの状況における 1 分間の呼吸数

	AirFlow	胸部	腹部	HEXOSKIN	37 Degree
安静状態	19	19	19	19	20
2km/h	24	24	24	25	23
4km/h	25	25	25	26	20
6km/h	25	25	25	25	20

表 6 それぞれの状況別の認識率

	胸部	腹部	HEXOSKIN	37 Degree
安静状態	1	1	0.80	0.77
2km/h	0.98	0.99	0.84	0.73
4km/h	0.99	1	0.86	0.71
6km/h	0.97	0.95	0.83	0.61
Average	0.99	0.99	0.83	0.71

ストレッチセンサのセンサデータから呼吸数を算出するアルゴリズムは、無呼吸状態などの周期的でない呼吸や外乱に対して誤検出が発生しにくい設計となっているため、歩行中という呼吸以外の外乱が発生しやすい状況でも高精度に認識できたと考えられる。また、HEXOSKIN はセンサが衣服に統合されているため、センサが装着される位置がユーザごとに異なる。今回提案したストレッチセンサは、ユーザの肋骨の位置に合わせて装着したため、HEXOSKIN に比べて呼吸が認識しやすい箇所測定できたと考えられる。今後、ストレッチセンサを衣服に統合する場合は、ユーザごとに装着箇所が変化してしまうため、現在提案しているアルゴリズムが適用可能か調査していく必要がある。

5. まとめ

本研究では、伸縮により静電容量を変化させるストレッチセンサを用い呼吸計測可能なウェアラブルデバイスを提案した。提案したストレッチセンサは任意の形状変化が可

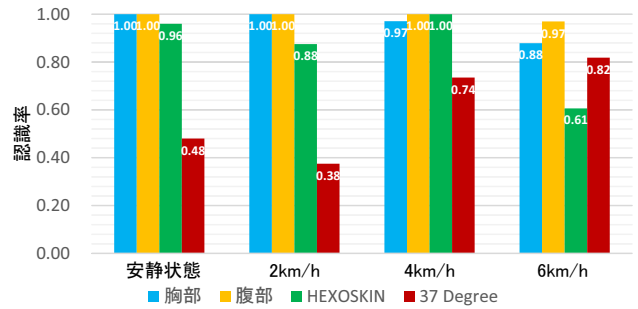


図 7 被験者 A の認識率

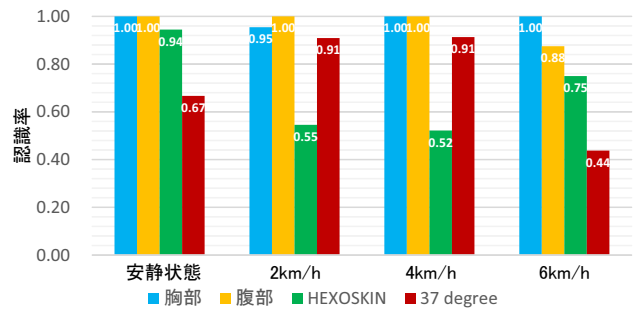


図 8 被験者 B の認識率

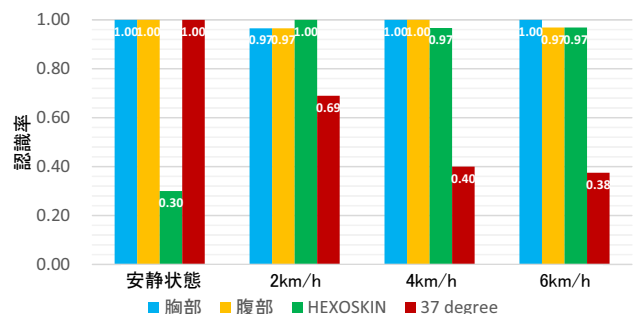


図 9 被験者 C の認識率

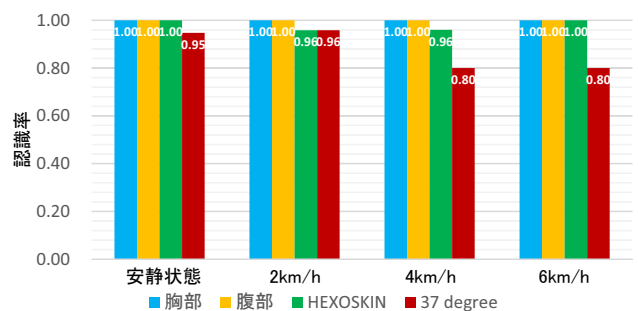


図 10 被験者 D の認識率

能で、さらに 100%の伸び歪みを繰り返して生じさせても機械的な破壊、電気的な特性の変化が生じないことから、日常生活で着用する衣服への統合が容易であり、ユーザの行動を制限したり、社会的に見た目を損ねたりする可能性が低い。評価実験では、胸部と腹部にストレッチセンサで構成されたバンド型デバイスを装着し、安静状態、2km/h 歩行、4km/h 歩行、6km/h 歩行の 4 つの状況下での呼吸数

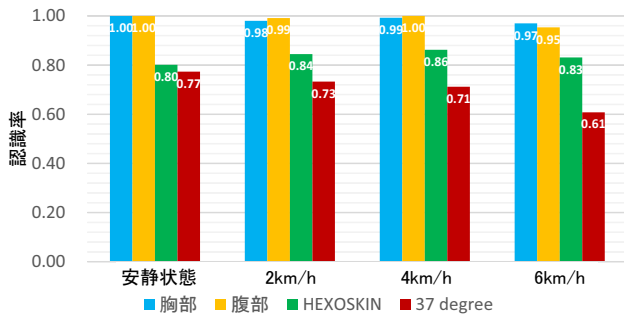


図 11 それぞれの状態別の認識率

計測を行った。同時に、提案システムと市販の呼吸計測可能なウェアラブルデバイスを同時計測することで、提案システムとの性能比較を行った。その結果、提案システムは胸部・腹部両方の装着箇所において、平均 99% の認識率を得ることができ、他のデバイスと比較しても優位な結果となった。

今後の課題として、被験者を増やすことと、呼吸と関連性のあるものを調査することが挙げられる。本研究では、被験者が全員 20 代の男性であり、本来ライフログが必要とされる中高年齢者のデータを取得し、有用性を評価する必要がある。さらに、女性の被験者でも実験を行い、性別による違いが見られるかについて調査していく。また、呼吸を常時計測することで、健康状態の評価や、ストレスやリラックス状態といった、ユーザの精神状態と呼吸の関連性を今後調査していきたい。

参考文献

[1] “第 1 章 第 1 節 高齢化の状況”. 平成 28 年度版高齢社会白書. 内閣府, 2016, pp. 2–3. <http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2016/gaiyou/pdf/1s1s.pdf>

[2] 鷲澤史歩, 中田康之, 猪又明大, 柳沼義典: 小型のウェアラブルセンサを用いた姿勢計測, 情報処理学会マルチメディア, 分散, 協調とモバイルシンポジウム (DICOMO 2014) 論文集, Vol. 2014, pp. 401–408 (July 2014).

[3] 岩本健嗣, 杉森大輔, 松本三千人: 3 軸加速度センサを用いた歩行者推定手法, 情報処理学会論文誌, Vol. 55, No. 2, pp. 739–749 (Feb. 2014).

[4] 大西鮎美, 村尾和哉, 寺田 努, 塚本昌彦: 装着型センサを用いた会議ログの構造化システム, 情報処理学会マルチメディア, 分散, 協調とモバイルシンポジウム (DICOMO 2014) 論文集, Vol. 2014, pp. 1860–1868 (July 2014).

[5] H. Yasufuku, T. Terada, and M. Tsukamoto: A Lifelog System for Detecting Psychological Stress with Glasses-equipped Temperature Sensors, *Proc. of the 7th Augmented Human International Conference (AH 2016)*, pp. 8:1–8:8 (Feb. 2016).

[6] M. Toda, J. Akita, S. Sakurazawa, K. Yanagihara, M. Kunita, and K. Iwata: Wearable Biomedical Monitoring System Using TextileNet, *Proc. of the 10th International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2006)*, pp. 119–120 (Nov. 2006).

[7] 乾 大祐, 伊藤 聡, 佐々木実: 筋電位からの手動作推定における特徴量と SVM カーネル・パラメータについての実験的考察, 日本機械学会論文集 (C 編), 79 巻, 808 号, pp.

4746–4756 (Dec. 2013).

[8] C. L. Shen, T. Kao, C. Huang, and J. H. Lee: Wearable Band using a Fabric-based Sensor for Exercise ECG Monitoring, *Proc. of the 10th International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2006)*, pp. 143–144 (Nov. 2006).

[9] H. Watanabe, T. Terada, and M. Tsukamoto: A Method for Embedding Context to Sound-based Life Log, *Journal of Information Processing (JIP)*, Vol. 22, No. 4, pp. 651–659 (Oct. 2014).

[10] 小林泰貴, 寺田 努, 塚本昌彦: においに基づくコンテキストウェアシステム, コンピュータソフトウェア (日本ソフトウェア科学会論文誌) インタラクティブソフトウェア特集, Vol. 29, No. 4, pp. 324–334 (Dec. 2012).

[11] K. Shimozuru, T. Terada, and M. Tsukamoto: A life log system that recognizes the objects in a pocket, *Proc. of the 6th Augmented Human International Conference (AH 2015)*, pp. 81–88 (Mar. 2015).

[12] K. Ouchi, T. Suzuki, and M. Doi: LifeMinder: A Wearable Healthcare Support System using User’s Context, *Proc. of IEEE International Workshop on Smart Appliances and Wearable Computing (IWSAWC 2002)*, pp. 791–792 (July 2002).

[13] 戸川達男: 高齢化社会における BME 技術の役割, BME, pp. 3–7 (Feb. 2000).

[14] K. Leino, S. Nunes, P. Valta and J. Takara: Validation of a new respiratory inductive plethysmograph, *Acta Anaesthesiol Scand*, 45(1), pp. 104–111 (Jan. 2011).

[15] K. Tsubaki, T. Terada, and M. Tsukamoto: An Activity Recognition Method by Measuring Circumference of Body Parts, *Proc. of the 7th Augmented Human International Conference (AH 2016)*, pp. 13:1–13:7 (Feb. 2016).

[16] 山本暁生, 沖侑一郎, 藤本由香里, 渡邊 佑, 中本裕之, 太田雅史, 玉木 彰, 石川 朗: シート状ストレッチセンサを用いた胸腹部の呼吸数・呼吸運動の定量評価法の開発, リハビリテーション医学, (2016), suppl. in process.

[17] 中本裕之, 平田一郎, 大高秀夫, 多田充徳, 小林 太, 小島史男: 柔軟膜センサによる運動時の関節の動作計測, インタラクシオン 2015 論文集, pp. 468–469 (Feb. 2015).

[18] 加藤太郎, 福井 勉: 呼吸運動時の胸部と腹部の皮膚挙動特性, 理学療法科学 28(2), pp. 279–283 (Apr. 2013).

[19] 中井宏章, 渡邊 睦, 三宅啓夫, 高田敬輔, 山下 馨, 新盛英世, 石原 謙: 動画処理による呼吸モニタリングシステム, 電子情報通信学会論文誌, pp. 280–288 (Jan. 2000).

[20] 山 芳寛, 植野彰規: 容量型シートセンサを用いた乳児の狭帯域心電図および呼吸情報の簡易的無拘束計測, 生体医学 47(1), pp. 42–50 (Aug. 2009).

[21] 青木広宙, 青木廣市, 中島真人: 近赤外線点マトリックス照影による非接触・無拘束就寝者呼吸監視システム, 電気学会論文誌. C, 電子・情報・システム部門誌, pp. 1251–1258 (Jun. 2004).

[22] 玉木 彰, 松尾善美, 阿部利夫: Parkinson 病患者の呼吸機能に与える胸部および腹部運動の影響について, 理学療法科学 27(7), pp. 217–222 (Nov. 2000).

[23] 小室 透, 間瀬教史, 居村茂幸, 藤原 誠, 辻田純三, 稲森義雄, 大西秀明: 運動時における健常者の呼吸パターン (呼吸数と一回換気量の関係) および呼吸運動の変化, 理学療法科学 21(8), pp. 549–552 (Dec. 1994).

[24] 野添匡史, 間瀬教史, 杉浦みどり, 岡前暁生, 山本健太, 立栄智恵, 眞淵 敏, 傳 秋光: 体幹前傾姿勢が肺気量位と呼吸運動に与える影響, 理学療法科学 34(6), pp. 254–259 (Oct. 2007).